

VŠB – Technická univerzita Ostrava

Fakulta elektrotechniky a informatiky

Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Elektrický model srdce

Electrical Model of the Heart

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jaroslav Thomas**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Elektrický model srdce**
Electrical Model of the Heart

Zásady pro vypracování:

1. Studium problematiky kardiostimulace, funkce srdce a poruch jeho rytmu.
2. Návrh a realizace HW pro simulaci elektrického signálu myokardu ze třech míst srdce (pravá síň, pravá a levá komora) a monitorace stimulačních impulsů na těchto výstupech.
3. Návrh a realizace SW ke generování sledu impulsů ze zkonstruovaného zařízení tak, aby bylo možno simulovat základní poruchy srdečního rytmu.
4. Vizualizace události v reálném čase z jednotlivých výstupů tak, aby bylo patrné, kdy dochází k simulaci vlastní aktivity a kdy ke stimulaci z externího zařízení (kardiostimulátoru).
5. Vytvoření přehledného ovládacího prostředí k nastavení požadované aktivity srdce.
6. Testování systému s reálným kardiostimulátorem a dokumentace jeho základních funkcí díky realizovanému zařízení.
7. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] BAROLD, Serge. S. et al. *Cardiac Pacemakers Step by Step*. Elmsford, N.Y.: Futura, c2004, vii, 341p. ISBN 1-4051-1647-1.
- [2] KORPAS, David. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta a.s., 2011. ISBN 978-80-204-2492-1.
- [3] LUKL, Jan. *Srdeční arytmie v kazuistikách: postupy podle léčebných standardů*. 1. vyd. Praha: Grada, 2006. ISBN 978-80-247-1544-5.
- [4] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Augustynek**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2015



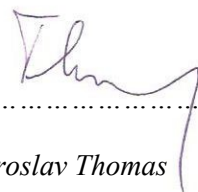
doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. V seznamu literatury jsem řádně uvedl všechny literární prameny, publikace a zdroje, ze kterých jsem čerpal.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'J. Thomas', is written over a horizontal dotted line.

Bc. Jaroslav Thomas

Poděkování

Rád bych na tomto místě poděkoval zejména Petru Rohánkovi, DiS. za předání zkušeností s kardiostimulační technikou a za poskytnutí prostředků k provedení testování. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Tomáši Wittáskovi, Ph.D. za konzultace a rady k problematice programování v prostředí LabVIEW.

Velké díky patří také mé přítelkyni Karolíně Tesařové, rodině a přátelům za obrovskou oporu a trpělivost. Za podporu také děkuji celému kolektivu Oddělení biomedicínského inženýrství FN Olomouc[®]. Ing. Ondřeji Adamcovi a Ing. Martinovi Augustynkovi, Ph.D. děkuji za vedení této diplomové práce.

Abstrakt

Diplomová práce je zaměřena na vytvoření elektrického modelu srdce, který bude schopný generovat elektrické impulzy pro účely testování kardiostimulátorů. Činnost a chování kardiostimulátoru lze v dnešní době sledovat pomocí jejich programátorů. Bylo by však vhodné vytvořit zařízení schopné otestovat algoritmy stimulatoru i bez jeho programátoru. Cílem práce je vytvoření uživatelského rozhraní v programovém prostředí LabView, kde můžeme nastavit parametry generovaných impulzů, které jsou přivedeny do kardiostimulátoru. Prostředí umožňuje sledovat pomocí vizualizace chování stimulatoru i generátoru v reálném čase. Připojení je realizováno pomocí modulární laboratorní platformy Elvis II[®] a vytvořeného přípravku pro úpravu generovaného signálu na fyziologické hodnoty. Následně se práce zaměřuje na generování patologických stavů převodního systému srdečního a generování těchto poruch z jednotlivých částí srdce.

Klíčová slova

Srdce, převodní systém srdeční, kardiostimulátor, kardiostimulace, generování, impuls, LabView, signál

Abstract

The master's thesis is focused on creating an electrical model of the heart, which will be able to generate electrical pulses for testing purposes of cardiac pacemakers. Activities and behavior of pacemaker can be monitored by their programmers. It would be appropriate to create a device able to test algorithms of pacemaker without his programmer. The aim is to create a user interface in LabView programming environment, where we can set the parameters of the generated pulses that are send to the pacemaker. The user interface allows monitoring behavior of pacemaker and pulse generator by visualizing in real time. The connection between pacemaker and computer is realized by a modular laboratory platform Elvis II[®] and created product, which modifies the generated signal. Following chapters of the thesis are focused on generating pathological conditions of electrical conduction system of the heart and generating these disorders from different parts of the heart.

Keywords

Heart, cardiac conduction system, pacemaker, cardiostimulation, generation, pulse, LabView, signal

Seznam použitých zkratk a symbolů

SA - Sinoatriální

AV - Atrioventrikulární

EKG – Elektrokardiografie, elektrokardiogram

VI – Virtuální instrumentace

PM – Pacemaker (kardiostimulátor)

HR – Heart Rate (srdeční frekvence)

ICD – Implatable Cardioverter-Defibrillator (implantabilní kardioverter-defibrilátor)

HW – Hardware

AO – Analog Output (Analogový výstup)

AI – Analog Input (Analogový vstup)

SW – Software

Seznam obrázků

Obrázek 1.1 – Řez srdcem, převzato [4]	15
Obrázek 1.2 – Průřez srdeční stěnou, převzato [1].....	15
Obrázek 1.3 – Průběh akčního potenciálu na membráně buňky pracovního (vlevo) a převodního myokardu (vpravo), převzato [1].....	18
Obrázek 1.4 – Rozložení akčního potenciálu převodního systému srdečního, upraveno [8].....	18
Obrázek 1.5 – EKG křivka, převzato [11].....	20
Obrázek 1.6 – Sinusová bradykardie, převzato [14]	22
Obrázek 1.7 – Sinusová tachykardie, převzato [14].....	22
Obrázek 1.8 – Síňová extrasystola, převzato [14].....	22
Obrázek 1.9 – Fibrilace síní, převzato [14]	22
Obrázek 1.10 - Flutter síní s převodem na komory v poměru 4:1, převzato [14]	22
Obrázek 1.11 – Sinusová zástava, převzato [14].....	23
Obrázek 1.12 – Komorová tachykardie, převzato [14]	23
Obrázek 1.13 – EKG se záznamem komorové extrasystoly, převzato [14]	23
Obrázek 1.14 – Fibrilace komor, převzato [14]	24
Obrázek 1.15 – SA blok II. stupně, převzato [14].....	24
Obrázek 1.16 – Zobrazení obou typů AV blokády II. stupně, převzato [14]	25
Obrázek 1.17 – AV blokáda III. stupně, převzato [14]	25
Obrázek 1.18 – Hoorwegova-Weissova křivka, převzato [1]	26
Obrázek 2.1 – Kardioestimulátor firmy Medtronic, převzato [19]	28
Obrázek 2.2 – Foto použitého programátoru kardioestimulátorů firmy Biotronik	31
Obrázek 4.1 – Smyčka While Loop	40
Obrázek 4.2 – Struktura case.....	40
Obrázek 4.3 – Struktura akcí	40

Obsah

Úvod	13
1. Srdce a jeho funkce.....	14
1.1. Anatomie a fyziologie	14
1.2. Stavba srdeční stěny	15
1.3. Činnost myokardu jako celku	16
1.4. Elektrická aktivita srdce	16
1.4.1. Elektrofyzologie buňky	17
1.5. Převodní systém srdeční	18
1.5.1. Vznik a význam EKG.....	19
1.5.2. Křivka EKG.....	20
1.6. Vybrané srdeční patologie	21
1.6.1. Sinusová bradykardie a tachykardie.....	21
1.6.2. Síňové extrasystoly.....	22
1.6.3. Síňová fibrilace.....	22
1.6.4. Flutter síní.....	22
1.6.5. Sinusová zástava.....	23
1.6.6. Komorová tachykardie	23
1.6.7. Komorové extrasystoly.....	23
1.6.8. Flutter komor	23
1.6.9. Fibrilace komor	24
1.6.10. Komorová zástava	24
1.6.11. SA blokáda I. - III. stupně	24
1.6.12. AV blokáda I. - III. stupně.....	24
1.7. Elektrická stimulace srdce.....	25
2. Kardiostimulace a kardiostimulátory.....	27
2.1. Historie a vývoj kardiostimulační techniky.....	27
2.2. Rozdělení kardiostimulátorů	28
2.2.1. Kardiostimulace nepřímá.....	28
2.2.2. Kardiostimulace přímá	29
2.2.3. Stimulátory pro krátkodobé použití.....	29
2.2.4. Stimulátory pro dlouhodobé použití.....	29
2.2.5. Neřízená stimulace	29
2.2.6. Řízené stimulace.....	29

2.2.7.	Dvoudutinové kardiostimulátory	30
2.3.	Programování kardiostimulátorů	31
2.4.	Režimy kardiostimulace	32
2.4.1.	Režim DOO	32
2.4.2.	Režim AAI	32
2.4.3.	Režim AAT	33
2.4.4.	Režim VVI	33
2.4.5.	Režim VVT	33
2.4.6.	Režim DDI	33
2.4.7.	Režim DDT	33
3.	Návrh HW obvodu pro simulaci elektrického signálu myokardu	34
4.	Programové prostředí LabVIEW	38
4.1.	Základní popis LabVIEW	38
4.2.	Využití struktury a nástroje v prostředí LabVIEW	38
4.2.1.	Čelní panel	38
4.2.2.	Blokový diagram	39
4.2.3.	Datové typy	39
4.2.4.	Programové struktury	39
4.2.5.	SubVI	40
5.	Návrh SW pro generování a snímání impulzů z navrženého HW	41
6.	Implementace elektrického modelu srdce v prostředí LabVIEW	43
7.	Testování systému s reálným kardiostimulátorem	60
8.	Zhodnocení výsledků testování a diskuse	70
	Závěr	71
	Použité zdroje a literatura	72
	Seznam příloh	74

Úvod

Motivací pro tuto diplomovou práci byla zejména snaha o vytvoření nezávislého systému pro otestování parametrů kardiostimulátorů. Činnost a chování kardiostimulátoru lze v dnešní době sledovat pomocí jejich programátorů. Nezávislostí je však myšleno vytvořit zařízení, které bude schopné otestovat naprogramované algoritmy stimulatoru i bez jeho programátoru. Velkou využitelnost bychom mohli najít především pro akademické účely, ale také například pro firmy, které se zabývají problematikou kardiostimulace.

Cílem práce je vytvoření elektrického modelu srdce, který bude schopen generovat elektrické impulzy pro účely testování kardiostimulátorů. V rámci této práce bude vytvořeno SW rozhraní v programovém prostředí LabVIEW, které poskytne uživateli možnost nastavení parametrů generovaných impulzů a umožní sledovat pomocí vizualizace chování stimulatoru i generátoru v reálném čase. Propojení modelu s programem LabVIEW bude realizováno pomocí modulární laboratorní platformy Elvis II[®] a vytvořeného hardwarového přípravku pro úpravu generovaného signálu na fyziologické hodnoty. Následně se práce zaměří na generování patologických stavů převodního systému srdečního a generování těchto poruch z jednotlivých částí srdce.

V úvodu práce je popsána anatomická struktura srdce, jeho elektrická aktivita a vybrané patologie kardiiovaskulárního systému. Následuje popis kardiostimulátoru a problematiky kardiostimulace. V praktické části je detailně popsána realizace elektrického modelu srdce včetně následného otestování celého systému s reálným kardiostimulátorem. Na závěr jsou zhodnoceny dosažené výsledky.

1. Srdce a jeho funkce

Srdce zastává v lidském těle nenahraditelnou funkci. Je to unikátní svalový orgán, který po dobu 24 hodin denně po celý život člověka zajišťuje rozvod krve po celém jeho těle. Pomocí tepen, žil a vlásečnic se díky srdci pumpovaná krev dostane ke všem životně důležitým orgánům. Zásobuje je tak kyslíkem a živinami, které jsou pro správnou funkci lidského těla jako celku, nezbytné. Zároveň však napomáhá i s odvodem odpadních látek.

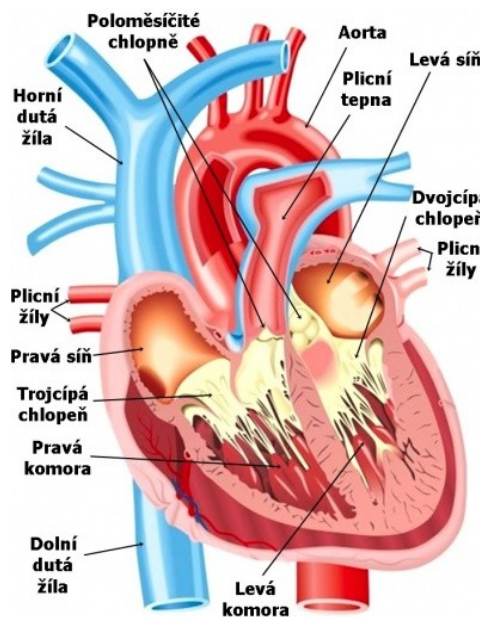
Pro správné pochopení stimulace a kardiostimulační techniky se nejprve musí pozornost zaměřit na fyziologii a anatomii srdce. Je nutné dobře znát stavbu orgánu samotného a blíže místa zavádění elektrod při samotném kardiochirurgickém zákroku. Jedná se zejména o pravou síň a pravou komoru, kam se umísťují endokardiální elektrody. Ve zvláštních případech se zavádí ještě třetí elektroda do levé komory. Velmi důležité jsou i znalosti v oblasti anatomie převodního systému srdečního. [1],[2]

1.1. Anatomie a fyziologie

Srdce je dutý orgán, jehož velikost se dá přirovnat k velikosti lidské pěsti, a který je složen ze speciálního typu svaloviny. Jeho hmotnost činí zhruba 230 - 340 g, u žen je hmotnost v průměru asi o 15% nižší. Hmotnost srdce je závislá na objemu srdeční svaloviny, která je u každého člověka variabilní. V pravidelných intervalech se smršťuje (systola) a poté zase ochabuje (diastola). Při diastole se srdeční dutiny plní krví a při systole dochází k jejímu vypuzení. Pracuje na principu jakési pumpy a pohání tak dva krevní oběhy – malý plicní a velký krevní oběh.

Srdce se nachází za sternem (hrudní kost), mezi plícemi a nad bránicí. Zhruba dvě třetiny srdce zasahují do levé poloviny hrudníku a zbylá třetina do poloviny pravé. Celé srdce je uloženo v osrdečníku, který zároveň tvoří i jeho obal. Při pohledu srdce připomíná obrácený nepravidelný rotační kužel, orientovaný hrotem (*apex*) dolů a dopředu vůči přední hrudní stěně, které se dotýká. Na opačné straně, kde jsou umístěny síně (*atrium*), vstupují velké žíly a vystupují tepny – aorta a plicnice. Pravá a levá komora (*ventriculus*) jsou umístěny mezi síněmi a srdečním hrotem. Za fyziologického stavu je levá komora větší a má i silnější stěnu než je tomu u komory pravé. Je to způsobeno fyziologií jejich odlišných funkcí, neboť velký krevní oběh poháněný právě levou komorou je závislý na překonání většího tlaku. Každá z komor pak má vlastní vtokovou a výtokovou část. [1],[3]

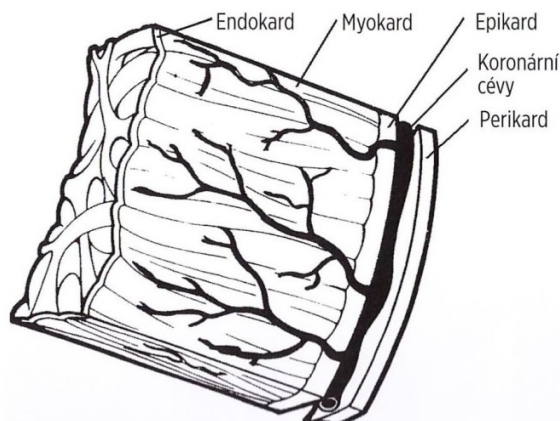
Stavba srdce zobrazená řezem je znázorněna na obrázku 1.1.



Obrázek 1.1 – Řez srdcem, převzato [4]

1.2. Stavba srdeční stěny

Na srdeční stěně je možné rozeznat tři vrstvy. Řazením od vnější vrstvy se jedná o endokard, následuje myokard a jako poslední je vrstva zvaná epikard, detailněji znázorněno na obrázku 1.2. Epikard je tvořen plochým epitelem, který tvoří serózní povlak srdeční stěny. Je pevně spojen s myokardem pomocí tenké vrstvy elastického vaziva. V epikardu se nachází kromě velkého množství nervů a cév, taktéž tukové vazivo. Srdeční svalovinu tvoří myokard, který je nejdůležitější a nejsilnější složkou srdeční stěny. Jednotlivé buňky myokardu jsou mezi sebou vzájemně propojeny interkalárními disky. Jedná se o zvláštní druh příčné pruhované srdeční svaloviny, která umožňuje urychlení přenosu vzruchů. Síň mají stěnu myokardu tenkou, zatímco stěna levé komory je nejsilnější, protože vykonává nejtěžší práci. Veškerá srdeční svalovina je orientována do spirálovitého systému, který končí v již zmiňovaném srdečním hrotu. Svalovina je upravena pro rychlý rozvod elektrických vzruchů, které způsobí rytmické kontrakce srdce. Nitrosrdeční blánu, která vystýlá srdeční dutinu, nazýváme endokard. Je tvořena vrstvou vazivovitých vláken z kolagenního vaziva, zvané chlopně. Ty jsou zavedeny do srdečního skeletu, který od sebe odděluje svalovinu komor a síní. [1],[3],[5]



Obrázek 1.2 – Průřez srdeční stěnou, převzato [1]

1.3. Činnost myokardu jako celku

Každé lidské srdce má čtyři od sebe oddělené dutiny - dvě síně a dvě komory. Tyto části jsou dle umístění zcela napůl rozděleny souvislou přepážkou. Pravá síň dohromady s pravou komorou tvoří tzv. pravé srdce. Obdobně levá síň s levou komorou srdce levé. Jak již bylo řečeno, všechny srdeční dutiny jsou uvnitř vystlány hladkou, lesklou a tenkou nitroblánou zvanou endokard. Tato struktura pomáhá mimo jiného i k usměrňování krevního toku tak, aby nedocházelo k turbulentnímu proudění. Síně a komory jsou od sebe odděleny cípátými chlopněmi, jejichž vrcholy jsou orientovány směrem do komor a jsou uchyceny pomocí vazivových vláken zvaných šlašinky. Orientace chlopní zabraňuje zpětnému proudění krve do oddílů, ze kterých již byla vypuzena. [3],[5]

Do pravé síně ústí krev z horní a dolní duté žíly, která je neokysličená a pokračuje přes trojcípou chlopeň do pravé komory, z níž vystupuje plicní kmen. Mezi komorou a plicním kmenem se nachází chlopeň plicního kmene. Do levé síně se již dostává okysličená krev z plic pomocí plicní žíly. V levém srdci se na rozhraní síně a komory vyskytuje taktéž cípata chlopeň, v tomto případě se však jedná o chlopeň dvojčípou. Z levé komory začíná krev proudit do velkého tělního oběhu přes aortu. V uvedeného je tedy patrné, že do obou síní přichází krev ze žil a z komor odchází pomocí příslušných tepen. Na okraji pravé i levé síně se vyskytuje tzv. ouško. V tomto místě dochází k fixaci síňové kardiostimulační elektrody. Pro levou komoru se elektrody zavádí pomocí pravé síně, přes ústí kmene koronárních žil. [1]

1.4. Elektrická aktivita srdce

Elektrická aktivita srdce provází jeho mechanickou činnost popsanou v kapitole 1.2. Buňky myokardu mají celkem 4 elektrické vlastnosti, které umožňují tomuto orgánu fungovat jako pumpa. Těmito vlastnostmi jsou myšleny zejména tyto [6]:

- **Automacie**, neboli *chronotropie*, je schopnost vytvářet sled pravidelných vzruchů a tím ovlivňovat srdeční frekvenci. Výsledkem vzruchové aktivity je sled pravidelných rytmických srdečních stahů i bez nutnosti vnějšího podráždění.
- **Vodivost**, také *dromotropie*, je umožnění přenosu vzruchů na celou srdeční jednotku (síně a komory), čímž je zajištěn synchronní stah všech svalových vláken při každém cyklu systoly a diastoly.
- **Dráždivost**, neboli *bathmotropie*, zajišťuje vlastnosti, které vyvolají svalový stah pouze dostatečně silným, nadprahovým podnětem. Zatímco podprahový podnět stah nevyvolá, nadprahový podnět různé intenzity vyvolá stejnou odpověď. Je však nutné, aby se tento podnět dostavil v období, kdy je svalovina schopna na podnět reagovat.
- **Stažlivost**, jinak také *inotropie*, vytváří schopnost svalové kontrakce a její závislost na dalších faktorech, např. na výchozím napětí svalového vlákna.

Buňky srdečního svalu, stejně jako buňky nervové nebo buňky kosterního a hladkého svalstva, odpovídají na adekvátní podráždění buněčné membrány elektrickou aktivitou zvanou akční potenciál. Elektrická aktivita myokardu je však naproti ostatním vzrušivým tkáním velice specifická a vyznačuje se především delším časovým průběhem. Buňky myokardu lze podle průběhu akčního potenciálu rozdělit do dvou hlavních skupin: buňky převodního systému a buňky pracovního myokardu. Průběh

akčního potenciálu jednotlivých srdečních buněk se liší právě podle zařazení do těchto funkčních skupin, ale také podle lokalizace buňky v srdci.[1]

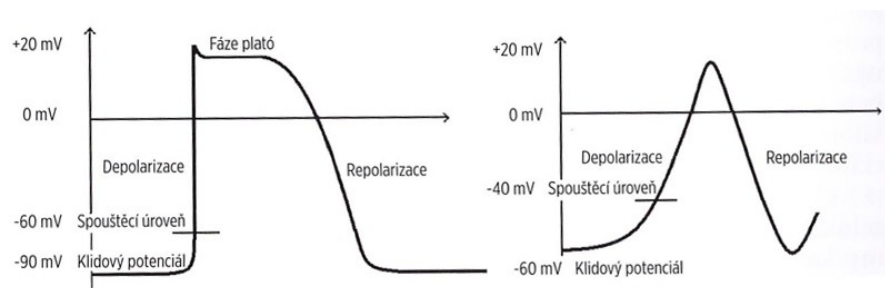
1.4.1. Elektrofyzilogie buňky

Tělo každé buňky ohraničuje buněčná membrána, podílející se na udržení složení intracelulárního a extracelulárního prostředí. Hlavním iontem intracelulárního prostředí je K^+ , který je asi 30x koncentrovanější uvnitř buňky než mimo ní. Membrána je pro draselný iont velmi snadno propustná. Pro iont Na^+ , který je hlavní složkou extracelulárního prostředí, je naopak propustná velmi málo. Pro další druhy iontů (např. Cl^- nebo anionty bílkovin) má propustnost specifickou, která se jinak nazývá jako permeabilita. Je ovlivněna zejména koncentrací iontů Ca^{2+} v intracelulárním prostředí.

Cílem tohoto systému je vytvoření termodynamické rovnováhy mezi intracelulárním a extracelulárním prostředím. Této rovnováhy se docílí při vyrovnání koncentrací iontů na obou stranách membrány. Extracelulární prostředí je kladné, kdež to intracelulární bývá záporné. Difuze iontů z místa s větší koncentrací do místa s menší koncentrací je řízena pomocí elektrického pole. Tím na membráně vzniká napětí, které se nazývá jako klidový membránový potenciál. Dá se chápat jako rozdíl potenciálů uvnitř a vně buňky. U různých druhů buněk bývá koncentrace iontů extracelulárního a intracelulárního prostředí odlišná a je tak odlišný i klidový membránový potenciál. Zatímco u buněk pracovního myokardu se hodnota klidového membránového potenciálu pohybuje okolo -90mV, u sinoatriálního uzlu je to jen asi -45mV.

Akční potenciál vznikne na základě nadprahového podráždění, např. chemickými ději, vnějšími jevy, příchodem vzruchu nebo změnou napětí na membráně. Dojde, tak k velmi rychlé změně napětí na buněčné membráně, která trvá v řádech milisekund a z například -90mV se dostává až na +30mV. Tato změna zasáhne i okolí buňky a začíná proces zvaný depolarizace.

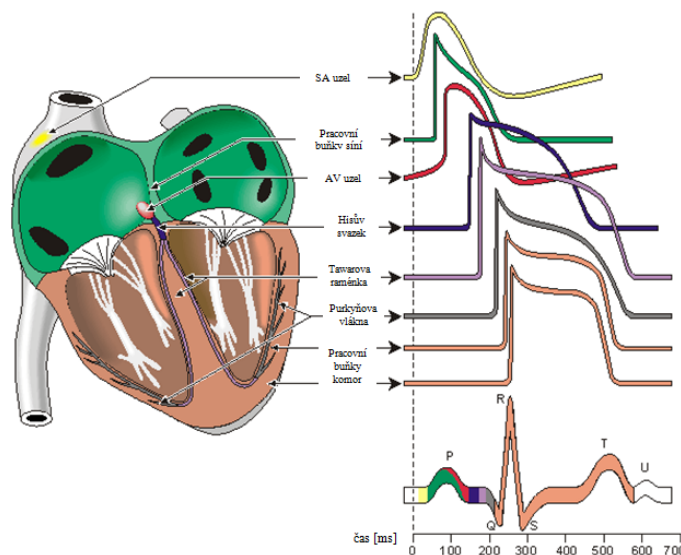
Při depolarizaci prochází sodné ionty dovnitř buňky přes sodné kanály, což způsobí rychlou změnu membránového napětí ze záporných hodnot do kladných. Téměř současně se zvýší propustnost draslíkových kanálů a draselné ionty odchází pryč z buňky. Následuje proces zvaný repolarizace, ke které dochází z důvodu snahy buněk o vyrovnání membránového napětí na původní hodnotu. Během depolarizace a částečné repolarizace zůstává buňka v tak zvané refrakterní fázi. V této době nelze buňku ani silným podnětem znovu podráždit a to díky tomu, že většina sodných kanálů je neaktivních. Zaktivují se až když je napětí membrány okolo -40mV. Refrakterní fáze u buněk pracovního myokardu se nazývá plató a trvá asi v rozmezí 100 - 300ms, což je hlavní rozdíl oproti buňkám nervovým a svalovým. Tato doba zajišťuje ochranu srdečního svalu před trvalým stahem, což by znemožnilo jeho čerpací funkci. Na následujícím obrázku 1.3 můžeme vidět celý průběh akčního potenciálu na membráně buňky pracovního myokardu a u buňky převodního myokardu. [1],[7]



Obrázek 1.3 – Průběh akčního potenciálu na membráně buňky pracovního (vlevo) a převodního myokardu (vpravo), převzato [1]

1.5. Převodní systém srdeční

Jak je uvedeno v předchozích kapitolách, srdce má celkem čtyři dutiny, které se střídavě plní krví a zase ji vyprazdňují, což je umožněno smršťováním a ochabováním srdeční svaloviny. Touto svalovinou je právě pracovní myokard. Vytváření vzruchů pro řízení činnosti pracovního myokardu zajišťují buňky myokardu převodního. Jejich synchronní činnost se souhrnně nazývá převodní systém srdeční, který je znázorněn na obrázku 1.4 a detailněji popsán dále.



Obrázek 1.4 – Rozložení akčního potenciálu převodního systému srdečního, upraveno [8]

Klidový srdeční rytmus určuje sinoatriální (SA) uzel, umístěný v horní části pravé srdeční síně. Jeho jedinečnost spočívá v tom, že nemá klidový potenciál, po dokončení repolarizace nastane pomalá spontánní depolarizace. Tento takzvaný pacemaker zajišťuje automatickou dodávku impulzů iniciujících elektrickou aktivitu srdce i jeho stahy. Uzel vysílá v normálním (fyziologickém) stavu 50 až 100 elektrických impulzů za minutu.

Vzruch z SA uzlu nejprve přechází pracovním myokardem síní, což způsobí jejich podráždění a následnou kontrakci. Rychlost postupu elektrické aktivity pracovním myokardem síní je 1 m/s. Po asi 80 ms jsou aktivovány celé síně. Na konci této doby je podrážděn atrioventrikulární (AV) uzel. Do AV uzlu se vzruch dostává cestou tzv. preferenčních svazků, kterými jsou dle [9]: Bachmanova dráha, Wenckebachův svazek, Jamesův svazek a Thorelův svazek (nazvány podle jejich objevitelů).

AV uzel vysílá do myokardu komor pouze asi 40 až 55 impulzů. Tento impulzový rytmus se však za normálních podmínek neprojevuje – je „překrytý“ impulzy z primárního sinusového uzlu. Tyto impulzy se projevují pouze v případě nějaké patologické situace, kdy impulzy není schopen

zajišťovat SA uzel. Nejvýznamnější vlastností AV uzlu je za fyziologických podmínek funkce zpoždění vedení pro zpomalení šíření akčního potenciálu (rychlost vedení asi 0,05 m/s). To má za následek zdržení postupu vzruchu ze síní do komor a umožnit tak úplné dokončení systoly síní. Krev se tak zcela ze síní přesune do komor.

Z AV uzlu pokračuje elektrický vzruch do Hisova svazku. To je jediná preferovaná cesta, kterou vzruch může přejít na komory, protože okolní síňokomorové rozhraní je tvořeno zcela nevodivou vazivovou tkání. Z Hisova svazku se vzruch rychle šíří Tawarovými raménky (asi 4 m/s) až do sítě Purkyňových vláken. Jemné periferní větvení ramének, jež vytváří síť Purkyňových vláken, je anatomicky lokalizováno pod endokardem komor. Dochází tady k rychlému podráždění obou komor v celém jejich rozsahu, což vyvolá mechanickou kontrakci obou komor. Podráždění na komorách pomocí Purkyňových vláken se šíří rychlostí asi 0,5 m/s. [1],[10]

Tabulka 1.1 - Parametry jednotlivých částí převodního systému srdce, upraveno [12]

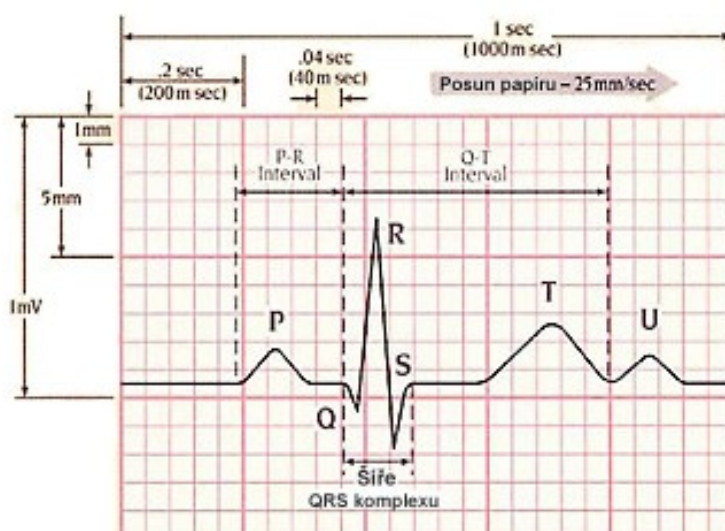
normální průběh dráždění		čas [ms]	rychlost vedení [m/s]	vlastní frekvence [1/min]
sinusový uzel				60-100
tvorba podnětů		0	0,05	
vstup impulsu do vzdálených částí síní	pravá síň	50	0,8-1,0 v síní	
	levá síň	85		
AV-uzel				40-55
další vedení impulsu		50	0,05	
		125		
aktivován Hisův svazek		130	1,0-1,5	25-40
aktivovány konce ramének		145	1,0-1,5	
aktivována Purkyňova vlákna		150	3,0-3,5	
vnitřní strana myokardu	pravá komora	175	1,0 v myokardu	žádná
plně aktivována	levá komora	190		
zevní strana myokardu	pravá komora	205		
plně aktivována	levá komora	225		

1.5.1. Vznik a význam EKG

Průchodem elektrického vzruchu srdcem vzniká kolem něj elektromagnetické pole. Napětí tvořené tímto polem je tak silné, že je lze snímat nejen z povrchu srdce, ale i z povrchu těla, čehož využívá elektrokardiografie (EKG). Jedná se o základní vyšetřovací metodu v kardiologii založenou na snímání elektrické aktivity srdečního svalu a jejím záznamu ve formě elektrokardiogramu. Pomocí elektrod umístěných na kůži, ale i na stěně jícnu či přímo v srdci, měříme rozdíl napětí jako projev šíření akčního potenciálu myokardem. Elektrody jsou při měření rozloženy na povrch těla. Umisťují se na pravé a levé předloktí a levý a pravý bérce, odkud zachycují průmět elektrického vektoru srdečního ve frontální rovině. Jako zemní elektrodu považujeme elektrodu na pravém bérce, která je dle zvyklostí označena písmenem N. Snímání průmětu elektrického vektoru v horizontální rovině zajišťují svody hrudní. Ty využívají celkem šesti elektrod připojených k hrudníku. Zaznamenáváme-li rozdíl elektrických potenciálů mezi dvěma elektrodami, kdy jednu považujeme za kladnou a druhou za zápornou, označujeme takový svod jako bipolární. Spojí-li se elektrody dohromady přes dostatečně velký odpor, dostáváme místo s nulovým potenciálem, tzv. Wilsonovu svorku. Měří-li se napětí na jedné z elektrod oproti této svorce, jde o svod unipolární.

1.5.2. Křivka EKG

Grafický záznam časového průběhu elektrické činnosti srdce, který je zaznamenán pomocí přesně umístěných elektrod nazýváme elektrokardiogram (EKG křivka). Tato křivka znázorňuje průběhy elektrických vzruchů převodního systému srdečního, jejich směr a velikost. Stejně tak lze z této křivky určit i frekvenci srdečních stahů. Dráha šíření potenciálu v srdci má typický charakter a vytváří tak typické výchylky – vlny, kmity a linie, které odpovídají určité fázi elektrického srdečního cyklu. EKG křivka je znázorněna i s označením jednotlivých úseků na obrázku 1.5.



Obrázek 1.5 – EKG křivka, převzato [11]

Časový průběh měřené amplitudy EKG signálu koresponduje s časovým šířením elektrického vzruchu v srdci. Níže jsou detailněji popsány jednotlivé úseky EKG křivky s jejich vlastnostmi: [12]

- **Vlna P** – vzruch vychází z SA uzlu a vlna depolarizace se rozšíří svalovinou v předsíni do síní. Velikost amplitudy je poměrně malá, maximálně do 0,25 mV, jelikož stěna síní obsahuje poměrně málo svaloviny. Vlna netrvá déle než 100 ms.
- **Interval P-Q** - představuje zpoždění v AV uzlu a vedení přes Hisův svazek. Význam zpomalení vedení vzruchu v AV uzlu je v oddělení systoly síní od systoly komor.
- **Interval P-R** - Normální trvání je 120 - 200 ms. Trvání se mění nepřímě úměrně s tepovou frekvencí. Při tachykardii neboli zvýšené tepové frekvenci, se PR interval zkracuje a při bradykardii, neboli snížené tepové frekvenci, se naopak prodlužuje.
- **Komplex QRS** - vzruch se šíří Tawarovými raménky na myokard mezikomorového septa a vyvolá depolarizaci buněk srdečních komor ve směru od levé komory k pravé. V době komplexu QRS také nastává síňová repolarizace. Její amplituda je však velice malá a v komplexu QRS zaniká. Fyziologicky QRS komplex trvá v rozmezí 60 – 110 ms.
- **Interval Q-T** - Reprezentuje trvání elektrické aktivity komor. Je měřen od začátku QRS komplexu až po konec vlny T. Průměrná doba trvání od 200 do 400 ms.
- **Vlna T** - reprezentuje na EKG záznamu repolarizaci komorového myokardu. Její polarita je fyziologicky stejná jako nejvyšší kmit QRS komplexu.
- **Vlna U** - následuje za vlnou T, je to plochá vlna ne zcela jasného původu. Nejspíše je způsobena repolarizací Purkyňových vláken, která mají nápadně delší fázi plató ve srovnání s okolním myokardem. Význam délky akčního potenciálu Purkyňových vláken spočívá

v prodloužení jejich refrakterní fáze: Purkyňova vlákna tak fungují jako „jednocestný filtr“, který pustí vzruch jen jedním směrem (z převodní soustavy na pracovní myokard), ale ne zpět.

Využití elektrokardiogramu v diagnostice je mnohostranné. Slouží mimo jiné k diagnostice poruch srdečního rytmu, ischemické choroby srdeční nebo změn koncentrací některých iontů v krvi. V rámci hodnocení EKG se posuzuje délka trvání jednotlivých úseků křivky, amplituda a změny tvaru vln a kmitů, popř. jejich úplná absence. Když vezmeme v úvahu nejružnější patologie, tak je možností změn na křivce EKG nepřeberné množství. Pouhý jejich výčet by přesahoval rámec této práce.

1.6. Vybrané srdeční patologie

Správná funkce srdce je pro lidské tělo nezbytná a i nepatrná odchylka od normálního stavu může zapříčinit vážné zdravotní potíže, výrazné oslabení organismu a v krajním případě i úmrtí. Mezi velkou řadou nejružnějších onemocnění se v této práci zaměřím zejména na poruchy převodní soustavy, která srdeční sval rytmicky ovládá a mimo srdeční frekvenci i přesně určuje kdy a která část srdce má být stažena nebo relaxována. Vedle poruch srdečního zásobovacího systému jsou poruchy předávání informací v rámci srdečního orgánu nejčastějšími příčinami srdečních patologií.

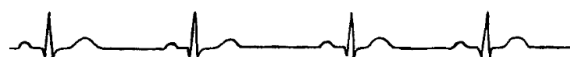
Souhrnně jsou abnormality srdečního rytmu označovány jako arytmie. Tyto odchylky od normální srdeční aktivity mohou být způsobeny poruchami tvorby vzruchů, poruchami vedení vzruchů převodním systémem nebo jejich kombinací.

Podle rychlosti srdeční akce lze arytmie rozdělit na bradykardie (rychlost srdeční akce pod 60/min) a tachykardie (tři a více srdečních cyklů nad 100/min). Při návratu k rozdělení arytmií dle tvorby a vedení vzruchu, je nutné uvést, že i první zmíněná arytmie se dále dělí a to dle místa jejich vzniku. Dle anatomického místa vzniku dělíme arytmie na sinusové, supraventrikulární a komorové. První dva typy - sinusový a supraventrikulární vznikají nad větvením Hisova svazku. Komorové arytmie vycházejí z myokardu komor. Při patologii přenosu vzruchu mohou vzniknout také arytmie, které se označují jako blokády. Tyto blokády mohou postihnout části umožňující vedení vzruchů v celém převodním systému srdce. Příkladem takového typu arytmie může být SA blokáda I. - III. stupně, AV blokáda I. – III. stupně apod. [1],[13]

1.6.1. Sinusová bradykardie a tachykardie

Sinusové, někdy též síňové arytmie, jsou vyvolávány v SA uzlu. Podle rychlostí srdeční akce se rozdělují na bradykardii a tachykardii. Tyto arytmie se vykazují s velmi nepravidelnou činností srdce. Při nádechu se tato arytmie projevuje zrychlením srdeční aktivity a při výdechu dochází ke zpomalení. Proto se vyskytuje jako tzv. „respirační arytmie“. Bradykardie má pravidelnou, ale sníženou srdeční činnost pod 60 tepů za minutu. Nejčastěji se fyziologicky vyskytuje ve spánku, nebo u mladých a trénovaných jedinců. P vlna na EKG signálu bývá pozitivní, T vlna obvykle vyšší, než v normálu.

Pokud dojde k poruše při depolarizaci SA uzlu, převezme kontrolu nad srdečním rytmem oblast AV uzlu, zvaná „junkční oblast“, jež má nižší frekvenci spontánní depolarizace, většinou kolem 50 za minutu. Na obrázku 1.6 níže je znázorněná ukázka síňové bradykardie. Doporučenou léčbou tohoto typu arytmie je právě kardiostimulace. Tachykardie (viz obrázek 1.7) se vyznačuje zvýšenou srdeční aktivitou, kdy se rychlost srdečního svalu pohybuje nad 100 tepů za minutu. Fyziologicky se vyskytuje při fyzické nebo i psychické zátěži. Je-li tato porucha častější, jako vhodná léčba se uvádějí betablokátory. [1],[13]



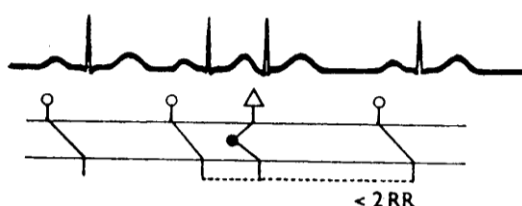
Obrázek 1.6 – Sinusová bradykardie, převzato [14]



Obrázek 1.7 – Sinusová tachykardie, převzato [14]

1.6.2. Síňové extrasystoly

Tuto poruchu definují předčasné stahy v síních, které jsou vyvolány mimo sinusový uzel. Tento nahodile vzniklý vzruch se při zpětném převodu do SA uzlu následně potlačí. Po této síňové extrasystole nastává neúplná kompenzační pauza a následuje nový vzruch v normálním intervalu. Vznik síňové extrasystoly popisuje obrázek 1.8. [1],[14]



Obrázek 1.8 – Síňová extrasystola, převzato [14]

1.6.3. Síňová fibrilace

Fibrilace síní je jednou z nejčastěji se vyskytujících arytmií, jejíž riziko roste s věkem. Síně se při této poruše mihají velmi vysokou frekvencí (nad 300 za minutu) a při dlouhodobějším trvání fibrilace způsobí nevratné poškození síně jak mechanické, tak elektrické. Na EKG záznamu zcela chybí vlna P a následující komorové stahy jsou nepravidelné (mění se vzdálenost R-R intervalů). Při této poruše roste riziko vzniku embolií. Léčba je možná pomocí léků nebo elektrickou kardioverzí. Průběh fibrilace síní je znázorněn na obrázku 1.9. [1]



Obrázek 1.9 – Fibrilace síní, převzato [14]

1.6.4. Flutter síní

Periodické kmitání síní o vysoké frekvenci je definováno jako arytmie nazvaná flutter síní. Vzruch většinou krouží v pravé srdeční síni proti směru hodinových ručiček v jednom okruhu tkáně. Na EKG se vyznačuje pilovitým tvarem, připomínajícím zuby pily (obrázek 1.10). Frekvence činnosti síní je v rozmezí 220 až 320 tepů za minutu. Díky AV uzlu, který převádí na komoru pouze každý druhý, třetí či čtvrtý vzruch nedochází k vyčerpání srdečního svalu. [1],[14]



Obrázek 1.10 - Flutter síní s převodem na komory v poměru 4:1, převzato [14]

1.6.5. Sinusová zástava

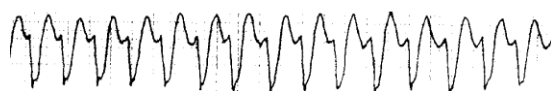
Jedná se o přechodný děj, kdy například při podráždění prodloužené míchy dojde ke ztrátě aktivity sinusového uzlu. Na EKG se to projeví dlouhou diastolickou pauzou bez elektrické aktivity síní, jak je zobrazeno na obrázku 1.11. [14]



Obrázek 1.11 – Sinusová zástava, převzato [14]

1.6.6. Komorová tachykardie

Pokud v komoře dojde za sebou ke třem a více extrasystolám, mluvíme o komorové tachykardii (obrázek 1.12). Tepová frekvence je zvýšená, pohybuje se nad hranicí 90 - 100 tepů za minutu, v extrémních případech může vystoupat až na 140 – 220/min. Srdeční sval není schopný se za tak krátký časový interval dostatečně prokrvit, a klesá tak účinnost krevního čerpání. Komorové tachykardie se dělí podle tvaru komplexu QRS na monomorfní (komplexy mají stejný tvar) a polymorfní (komplexy QRS se od sebe tvarově liší). Tyto arytmie jsou důsledkem velkého tělesného zatížení a mohou se objevit jako pozdní komplikace po srdečním infarktu. Taktéž se vyskytují jako reakce srdce na předávkování některými léky. [1]



Obrázek 1.12 – Komorová tachykardie, převzato [14]

1.6.7. Komorové extrasystoly

Dalším zástupcem arytmií tentokrát však komorových jsou extrasystoly. Nejčastěji vznikají v komorové svalovině či v Purkyňových vláknech. U komorových extrasystol platí tzv. křížové pravidlo. Pokud vzniknou v pravé komoře, podobají se bloku levého raménka a při vzniku extrasystol v levé komoře mají tvar bloku pravého raménka. Šíření sinusových vzruchů není narušeno, protože extrasystoly, vznikající v komorách, se nešíří zpátky na síně. Komplex QRS je rozšířen, obvykle nad hodnotu 110 ms. Pokud se v komoře objeví extrasystola, nastane úplná kompenzační pauza a komora se stáhne až s následujícím sinusovým vzruchem. Komory se totiž nacházejí v refrakterní fázi, a proto na právě procházející podráždění nereagují. Jejich výskyt roste společně s věkem a v nejhorším případě mohou vyvolat fibrilaci komor, což způsobí smrt postiženého. [1],[13]

Průběh EKG se zaznamenanou komorovou extrasystolou, na obrázku 1.13 znázorněno zkratkou ES.



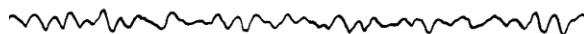
Obrázek 1.13 – EKG se záznamem komorové extrasystoly, převzato [14]

1.6.8. Flutter komor

Tato porucha se projevuje v dané dutině silnou odchylkou funkce komorového komplexu. Jedná se o pravidelné kmity s vysokou frekvencí v rozmezí obvykle 180 až 220 za minutu. Není možné od sebe oddělit jednotlivé části komorového komplexu. [14]

1.6.9. Fibrilace komor

Pokud dojde k totální oběhové zástavě, nejčastěji je způsobena fibrilací komor. Komorová svalovina se nestahuje a bez včasného zásahu dochází během několika minut k úmrtí člověka. Při pohledu na EKG toto vykazuje chaotickou aktivitu (obrázek 1.14), puls je nehmatný a tlak neměřitelný. Jsou zde nekoordinované a nepravidelné komorové komplexy. Léčba je možná pomocí defibrilace a zvrácení smrti pouze včasnou první pomocí. [1]



Obrázek 1.14 – Fibrilace komor, převzato [14]

1.6.10. Komorová zástava

Svalovina v komorách je bez elektrické aktivity a na EKG jsou viditelné pouze P vlny nebo není viditelná žádná elektrická činnost srdce. Ke komorové zástavě může dojít spontánně při vážných postiženích srdce nebo lze tento stav vyvolat i u zdravého jedince, a to v podobě podání anestezie. [14]

1.6.11. SA blokáda I. - III. stupně

Tento typ blokády značí zablokování či zpomalení přenosu vzruchu z SA uzlu na síně. Tato blokáda se dle stupně závažnosti rozděluje na tři stupně. Na povrchovém záznamu EKG je činnost sinoatriálního uzlu nepatrná, blokáda I. stupně je nerozpoznatelná a zaznamenává se až blokáda II. stupně (obrázek 1.15). Tu značí stále se zkracující intervaly PP, které postupně zapříčiní výpadek QRS komplexu i vlny P. Největší patologický význam má až blokáda III. stupně. Ta je nejzávažnější, jelikož vzruch z SA uzlu se na síně nešíří vůbec. Na záznamu EKG se zobrazí pouze izoelektrická linie a následně se uplatňuje junkční rytmus. Tento rytmus je pomalejší než fyziologický rytmus SA uzlu (35 – 50 tepů za minutu) a vzniká v komorách. [1]



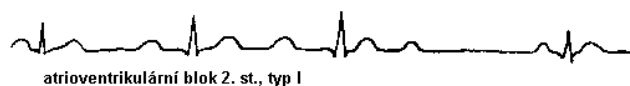
Obrázek 1.15 – SA blok II. stupně, převzato [14]

1.6.12. AV blokáda I. - III. stupně

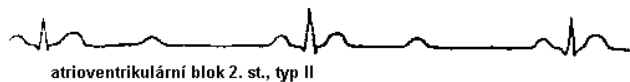
AV blokáda se vyskytuje stejně jako blokáda SA uzlu ve třech stupních, jež v sebe mohou přecházet. AV uzel, jak již bylo uvedeno, se nachází v místě spojení síní a komor. Každý stupeň blokády tak uvádí závažnost zpomalení či blokace šíření vzruchu mezi těmito dutinami. AV blokáda I. typu zpravidla nebývá léčena, jelikož se jedná pouze o drobné zpomalení vzruchu. Na záznamu EKG se projeví prodloužením intervalu PQ nad 200 ms, přičemž je ale tato délka konstantní a bývá v rozmezí 200 - 400 ms.

AV blokáda II. stupně je rozdělena na dva typy. U prvního typu (Mobitz I, Weckenbach) dochází k postupnému prodlužování PQ intervalu, až dojde k vynechání QRS komplexu. Na záznamu EKG je patrná absence QRS komplexu, vlna P se zde však objeví, což definuje základní rozdíl mezi SA blokádou II. stupně a AV blokádou II. stupně. Po vynechání QRS komplexu se AV uzel zotavuje a celý popsany proces se periodicky opakuje. Poměr P vln a komplexů QRS lze obecně určit jako $n:(n-1)$. U druhého typu (Mobitz II) AV blokády II. stupně se na EKG záznamu projeví konstantní velikost intervalů PQ, avšak výpadek komplexu QRS je nečekaný. Počet P vln a komplexů QRS je při

tomto typu v poměru $n:1$. Typ Mobitz II je závažnější než první uvedený typ, protože snadno přechází v AV blokádu III. stupně. Oba typy AV blokády II. stupně jsou uvedeny na obrázku 1.16.



atrioventrikulární blok 2. st., typ I



atrioventrikulární blok 2. st., typ II

Obrázek 1.16 – Zobrazení obou typů AV blokády II. stupně, převzato [14]

AV blokáda III. stupně (obrázek 1.17) je nejzávažnější. Vedení vzruchu ze síní na komory je zcela přerušeno a ty vykazují na sobě nezávislou akci. Síně jsou aktivovány SA uzlem a komory jsou aktivovány uniklým mechanismem z depolarizujícího ložiska ve svalovině komor. Tvar QRS komplexu je většinou abnormální. [1]



atrioventrikulární blok 3. st.

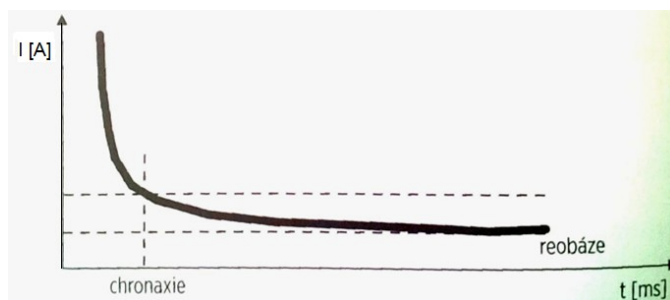
Obrázek 1.17 – AV blokáda III. stupně, převzato [14]

1.7. Elektrická stimulace srdce

Princip elektrické stimulace srdce spočívá v předání stimulačního impulzu do postižených dutin prostřednictvím přivedených elektrod. Elektrické pole vznikne mezi stimulačními póly elektrod a okolním myokardem. Pro vznik a šíření akčního potenciálu je zapotřebí, aby rozdíl potenciálů mezi extracelulárním a intracelulárním prostředím na buněčné membráně klesl pod prahový potenciál z cca -80mV na asi -60mV . Intracelulární prostor je nabit vůči extracelulárnímu relativně záporně, ten naopak relativně kladně, jak již bylo popsáno v kapitole 1.4.1. Stimulační pól implantované elektrody se nachází oproti téměř všem buňkám v extracelulárním prostředí. Při stimulaci probíhá polarizování extracelulárního prostředí ve shodě s polaritou impulzu. Snahou je vyvolat tak akční potenciál na membránách změnou elektrického napětí nad hodnotu prahového potenciálu. Jelikož je intracelulární prostor nabit relativně záporně, tak snížení napětí na membráně dosáhneme snížením potenciálu extracelulárního prostoru záporným impulzem. Proto se při stimulaci využívá záporných impulzů. Kladným impulzem je také možné stimulovat, je však potřeba mnohem vyšší amplitudy a to není žádoucí z hlediska napájení. Akční potenciál vyvolaný pomocí stimulačního impulzu se pak šíří pomocí biofyzikálních mechanismů na okolní buňky a u těch dále nastává proces depolarizace. [1]

Minimální hodnota pro vyvolání a šíření spolehlivé depolarizace buněk se označuje jako stimulační práh. Nejčastěji se vyjadřuje v jednotkách napětí. V kardiostimulaci se používají obdélníkové stimulační impulzy s programovatelnou šířkou a amplitudou. Dráždivost srdečního svalu se při implantaci zjišťuje pomocí tzv. Hoorwegovy-Weissovy křivky, která udává závislost amplitudy stimulačního proudu na šířce impulzu (obrázek 1.18). Tato křivka tvaru hyperboly popisuje dvě charakteristické hodnoty:

- Reobáze – proudový stimulační práh pro teoreticky nekonečně široký impulz
- Chronaxie – šířka impulzu, při které je práh stimulace roven dvojnásobku reobáze. V praxi se však teoreticky nekonečná hodnota šířky impulzu u reobáze nahrazuje konečnou délkou, nejčastěji v rozmezí 1 - 2ms.



Obrázek 1.18 – Hoorwegova-Weissova křivka, převzato [1]

Za bezpečnou rezervu při nastavení stimulačních parametrů se pak považuje buď hodnota dvojnásobku napěťového prahu, nebo trojnásobek prahové šířky impulzu. [1]

2. Kardiostimulace a kardiostimulátory

Pro léčbu některých z výše uvedených poruch je možností vedle farmakologické léčby také implantace kardiostimulátoru (*Pacemaker, PM*). Dočasná nebo trvalá kardiostimulace jsou dnes již suverénní metody pro léčbu zejména bradyarytmických poruch srdeční akce. Jak bylo uvedeno v kapitole 1.5, tyto poruchy spočívají v přivádění elektrických impulzů k buňkám srdeční svaloviny a určují tak srdeční rytmus nebo posloupnost aktivace jednotlivých srdečních oddílů. K léčbě tachykardií, a to především k léčbě závažných tachykardií komorových, se používají implantabilní kardiovertery-defibrilátory (*Implantable Cardioverter-Defibrillator, ICD*). Popis těchto zařízení je nad rámec této práce, je však nutné uvést rozdíl mezi kardiostimulátory a kardiovertery. Kardiostimulátory jsou elektronická zařízení, která jsou generátory krátkodobých elektrických impulzů sloužících k řízení srdeční činnosti v případech, u kterých došlo k poruše vlastního řídicího systému srdce. Použití je zejména u nejruznějších druhů bradykardií, blokád, ale také například u srdečního selhání. Systém ICD je použit zejména v případech, kdy je pacient ohrožen různým druhem tachyarytmií, kdy vyšle do daného místa impuls o vysoké energii (řádově 100x vyšší než u PM).

2.1. Historie a vývoj kardiostimulační techniky

Historický vývoj kardiostimulační techniky vždy souvisel s objevy v oblasti elektřiny a později také s vývojem v oblasti elektroniky a materiálového inženýrství. První pokusy s elektrickou stimulací srdce u zvířat jsou z druhé poloviny devatenáctého století a připisují se Johnu Alexanderovi MacWilliamovi, který patřil mezi průkopníky v oblasti srdeční elektrofyzologie. První funkční externí kardiostimulátor i přes technická omezení doby přinesl v roce 1950 John Hopp. První implantabilní kardiostimulátor sestrojili po 8 letech, v roce 1958, kardiochirurg Ake Senning a lékař Rune Elmqvist. Tento kardiostimulátor byl téhož roku ve Švédsku i poprvé implantován. Velkou nevýhodou byla malá výdrž baterií. Zavedením transvenózní elektrody do cefalické žíly a připojením na zevní bateriový zdroj se prodlužovala doba použitelnosti a zvyšovala se tím i spolehlivost těchto přístrojů. [1],[15]

Na začátku 60. let 19. století šel vývoj kardiostimulátorů rychle vpřed. Implantabilní kardiostimulátory prvních generací pracovali pouze v asynchronním režimu. Vysílaly tedy impulzy pouze v předem stanovených časových intervalech a energie stimulačních impulzů byla větší, než bylo nezbytné. Od těchto nedostatků se odvíjel další pokrok kardiostimulační techniky. Mezi první úpravy patřila možnost změny časových intervalů impulzů a dále vyvinutí kardiostimulátoru snímajícího vlastní srdeční aktivitu. K zapouzdření byla použita jako biokompatibilní materiál epoxidová pryskyřice. Zdrojem energie byly elektrochemické články na bázi Zn-Hg nebo dobíjecí Ni-Cd zdroje. Kapacita těchto napájecích zdrojů však dostačovala v průměru pouze rok a půl. [1]

Velkým pokrokem bylo ke konci 60. let uvedení prvních přístrojů se zavedeným režimem *on demand* (bude popsán dále). Tyto přístroje dokázali snímat vlastní srdeční aktivitu a umožňovaly stimulovat síně a s časovou prodlevou následně i komory. Tento režim vyloučil potenciální nebezpečí vzniku fibrilace komor při pouze asynchronním režimu stimulace. Velkým pokrokem byla aplikace lithiových napájecích článků a rozšíření křemikových tranzistorů. To přineslo zejména zmenšení rozměrů přístrojů a delší výdrž napájení. Podstatnou vlastností tohoto druhu napájení bylo to, že tyto články neprodukovaly při vybíjení žádné plyny a daly se tak hermeticky uzavřít. Od poloviny 70. let tak bylo zapouzdření epoxidovou pryskyřicí postupně nahrazováno titanovým obalem. S rozvojem zpracování signálů byla implementována možnost neinvazivně programovat kardiostimulátory. Toto odvětví se dále rozvíjelo až ke schopnosti oboustranné komunikace mezi programátorem a přístrojem.

První plně komunikující kardiostimulátory pocházeli z 80. let. Možnost programování parametrů stimulačních impulsů podle konkrétních potřeb pacienta prodloužilo nejen životnost přístrojů, ale i život pacienta. [1]

V roce 1974 byl vytvořen první třípísmenný kód, tzv. ICHD kód, který sloužil pro označování kardiostimulačních režimů. Od počátku 80. let se uplatňovala zejména dvoudutinová stimulace, kdy byl přístroj schopen stimulace i snímání aktivity v síni i v komoře. Samozřejmě již byla obousměrná komunikace přístroje s programátorem a multiprogramovatelnost. Proběhla i inovace používaných elektrod a to zejména kvůli usnadnění jejich zavádění. Jedním z problémů při zavádění elektrod bylo vytváření zánětu v místě fixace. Ke snížení zánětlivosti byla v roce 1983 vyvinuta elektroda s postupným uvolňováním steroidu. S rozvojem nových diagnostických a terapeutických metod byl kód ICHD rozšířen o další dvě pozice. Dnes používaný pětípísmenný NASPE/BPEG kód byl schválen v roce 1984. [1]

V dnešní době jsou již kardiostimulátory na špičkové a vyspělé technologické úrovni. Jsou miniaturizované s dlouhodobým napájením, baterie vydrží v průměru kolem desíti let. Jsou schopné reagovat na změny rychlosti srdečního tepu při fyzické námaze a samozřejmě je možnost externího naprogramování pomocí vnějšího zařízení. V neposlední řadě je z nich možno bezdrátově stahovat data a zasílat je například přímo lékaři na mobilní telefon. Ukázku moderního kardiostimulátoru představuje obrázek 2.1.



Obrázek 2.1 – Kardiostimulátor firmy Medtronic, převzato [19]

2.2. Rozdělení kardiostimulátorů

Kardiostimulátor sleduje činnost srdce a při zjištění nepravidelnosti nebo poruchy, vyšle do srdce stimulační impuls. Pokud dojde k poruše tvorby nebo i vedení vzruchu v převodním systému srdce, dojde také ke zpomalení tepové frekvence a to se negativně projeví na zásobování tkáně živinami. Kardiostimulátory lze rozdělit na základě následujících kritérií: [15],[16],[17]

- způsobu dráždění srdečního svalu – přímé a nepřímé
- podle doby trvání stimulace – dočasná a trvalá
- funkce stimulatoru - neřízený, řízený a programovatelný
- počtu stimulovaných srdečních dutin – jednodutinové, dvoudutinové

2.2.1. Kardiostimulace nepřímá

Používá se k obnovení srdeční činnosti při náhlých srdečních zástavách. Stimulační elektrody se přikládají na pacientův hrudník, nebo je jedna z elektrod zavedena do jícnu a umístí se co nejblíže

srdci. Výška stimulačních impulsů dosahuje hodnoty až 300 V, při proudu 1 A. Vzhledem k nežádoucím účinkům velké energie (rizika popálení, stimulace přilehlých tkání apod.) je možné stimulovat nepřímo jen krátkodobě. Základní výhodou nepřímé stimulace je možnost rychlého použití. [16],[17]

2.2.2. Kardiostimulace přímá

U přímé kardiostimulace je jedna elektroda přímo v kontaktu se srdcem. Stimulační elektroda je zavedena do pravé komory. Snímání a stimulace může být provedena třemi způsoby. První je unipolární, kdy referenční elektrodou je titanové pouzdro kardiostimulátoru. Druhé je bipolární, kdy snímání a stimulace probíhá mezi špičkovou elektrodou a prstencovou elektrodou levé komory a třetí je rozšířené bipolární, kdy snímání a stimulace probíhá mezi jednou z elektrod zavedených do levé komory a prstencovou elektrodou zavedenou do pravé komory. Výška stimulačních pulsů dosahuje řádově jednotek voltů. Tento způsob stimulace může být krátkodobý nebo dlouhodobý. Při dlouhodobé kardiostimulaci se kardiostimulátor zavádí do těla pod kůži pacienta. [16]

2.2.3. Stimulátory pro krátkodobé použití

Stimulátory pro krátkodobé použití mohou být použity jak k přímé, tak i nepřímé srdeční stimulaci. Použití je u obou typů určeno většinou pro rychlé odvrácení života ohrožujících stavů. Krátkodobě je také zapotřebí stimulovat při zjišťování vhodného nastavení kardiostimulátoru pro dlouhodobé použití. [16],[17]

2.2.4. Stimulátory pro dlouhodobé použití

Pro dlouhodobou stimulaci se dnes již používají výhradně implantabilní kardiostimulátory schopné přímé řízené stimulace. Na tento typ kardiostimulátorů jsou kladeny nejvyšší nároky s ohledem na bezpečnost pacienta. Zejména se klade důraz na rozměry, kvalitu a připojení elektrod, napájení a hermeticky uzavřený obal přístroje. [16],[17]

2.2.5. Neřízená stimulace

Neřízený kardiostimulátor má přesně nastavenou frekvenci stimulačních pulsů. Hodnota frekvence impulsů bývá nastavena na 1 Hz s šířkou pulsu kolem 1,5 ms. Stimulátorem je řízena pouze činnost komor. Nesleduje se činnost síní, takže není zaručen synchronní stah síní a komor. Tento způsob stimulace se též nazývá asynchronní. Konstrukčně jsou nejjednodušší a jejich aplikace byla výhradně při chronické AV blokádě, kdy se vzruch z SA uzlu nepřenesl do komor. Velkou nevýhodou je možnost vzniku interference signálu srdce a stimulátoru, čímž může dojít až k životu ohrožující fibrilaci komor. [16],[17]

2.2.6. Řízené stimulace

Synchronní, neboli řízená stimulace, využívá ke svému řízení křivku EKG signálu. Řízení zajišťují definované úseky, ze kterých je EKG křivka složena. Řízené stimulace se dělí na kardiostimulace řízené vlnou P, řízené R vlnou – inhibované a kardiostimulace řízené vlnou R – spouštěné.

2.2.6.1. Kardiostimulátory řízené vlnou P

Tento typ stimulatoru na rozdíl od neřízeného stimulatoru pracuje v synchronním režimu. Znamená to, že nahrazuje porušený převodní systém srdce a zachovává synchronní činnost síní a komor. Pracuje celkem se třemi elektrodami. Jedna z elektrod je zavedena do pravé síně, pro účely snímání P vlny. Druhá elektroda je umístěna v pravé komoře a slouží ke stimulaci. Nejdříve kardiostimulátor detekuje vlnu P a poté následuje pauza, odpovídající fyziologickému zpoždění AV uzlu. Tato pauza trvá asi 120 ms a poté je vyslán stimulační impuls do komory. Referenční elektrodou pro snímání i pro stimulaci je pouzdro kardiostimulátoru. Podmínkou pro tento typ stimulace je správná činnost síní, jinak dochází k detekci nedostatečného množství P vln a kardiostimulátor začne srdce stimulovat svou vlastní frekvencí. Poté ale už mluvíme o režimu asynchronním. Tento typ se již aplikuje jen výjimečně, jeho náhradou se staly dvoudutinové (bifokální) stimulatory. [16],[17]

2.2.6.2. Kardiostimulátory inhibované vlnou R

Tento typ stimulace se nazývá jako stimulace „*on demand*“. Pracuje pouze s jednou zavedenou elektrodou, která slouží jak ke snímání, tak ke stimulaci. Stimulátor měří délku jednotlivých R – R intervalů a sleduje tak tepovou frekvenci. Jestliže je tato frekvence vyšší než předem zvolený práh, stimulační impuls není vyslán a sleduje se interval následující. Jestliže však frekvence poklesne pod tento práh, vnutí přístroj srdci svůj rytmus. Po stimulaci následuje refrakterní doba, během které se přístroj chová jako vypnutý, nesnímá ani nestimuluje. Po uplynutí této doby začíná opět měření časového intervalu, takže nedochází k interferenci signálů a k případné fibrilaci. Při snímání R vln nezáleží na tom, jestli byla tato vlna vyvolána činností srdce nebo impulzem ze stimulatoru. V dnešní době je tento typ kardiostimulace asi nejrozšířenější v kombinaci s dvoudutiným systémem stimulace, viz dále. [16],[17]

2.2.6.3. Kardiostimulátory spouštěné vlnou R

Tento typ stimulace také pracuje pouze s jednou zavedenou elektrodou, která slouží jak ke snímání, tak ke stimulaci. Stejně jako stimulátor inhibovaný vlnou R měří délku jednotlivých R – R intervalů pro sledování tepové frekvence. Stejně je to i se stimulací, když je tepová frekvence nižší než nastavená kritická hodnota. V tomto případě přístroj srdci vnutí svůj rytmus. Rozdíl nastává, když je délka R – R intervalů větší než nastavená horní mez. Pokud tato situace nastane, stimulátor vyšle stimulační impuls přímo do R vlny. Je to umožněno tím, že délka vlny R je přibližně 80 ms, zatímco délka stimulačního pulsu 1,5 ms. V případě ještě vyšších tepových frekvencí je pak stimulátor spouštěn jen každou druhou nebo třetí vlnou. V praxi se tento typ stimulatoru již nepoužívá. Jeho nevýhodami je vyšší spotřeba proudu a deformace EKG signálu stimulačními impulzy z kardiostimulátoru. [16],[17]

2.2.7. Dvoudutinové kardiostimulátory

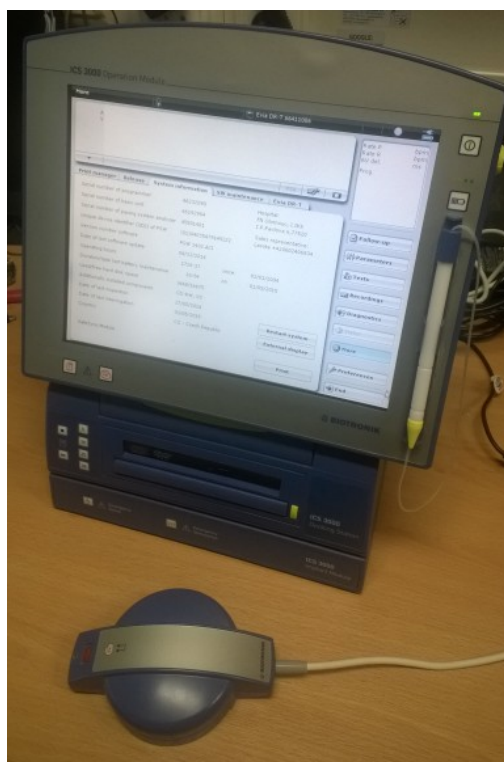
Tyto typy umožňují snímat a synchronně stimulovat síně i komory. Při nesprávné synchronizaci stahů síní a komor se snižuje účinnost srdeční pumpy, protože stah komor může nastat dříve, než se stačí dostatečně naplnit. Dvoudutinové stimulatory jsou tvořeny dvěma bloky typu *on demand* řízenými komorovou aktivitou. Jeden blok stimuluje síně a druhý s časovou prodlevou komory, kde je stěžejním správně nastavit právě parametry zpoždění mezi stimulačním impulzem pro

síně a pro komory. U programovatelných stimulátorů lze toto nastavení měnit i po implantaci. Dnes se jedná o nejrozšířenější typ kardiostimulátorů. [16],[17]

2.3. Programování kardiostimulátorů

Díky rozvoji technologie výroby integrovaných obvodů je možno všechny dnešní typy kardiostimulátorů bezdrátově naprogramovat. Je to umožněno pomocí bezdrátové komunikace mezi kardiostimulátorem a jeho programátorem. Je také možné z nich telemetricky stahovat nejruznější data, která dále pomáhají lékařům při dalších postupech v léčbě.

Přenos dat z programátoru do kardiostimulátoru a naopak bývá nejčastěji realizováno pomocí magnetického pole. Přiložením vytvořeného magnetického pulzního pole (pomocí tak zvané telemetrické sondy) se uzavírá nebo otevírá malý reléový kontakt ve stimulatoru nebo se v něm pomocí cívky indukují napěťové impulzy. Další možností bezdrátového předání informací je přenos vysokofrekvenční. Při tomto je série vysokofrekvenčních impulzů z programátoru detekována laděným obvodem kardiostimulátoru a naopak. Na obrázku 2.2 je foto programátoru firmy Biotronik s jeho telemetrickou hlavicí, se kterým bylo v průběhu práce pracováno. Bližší seznámení s tímto zařízením bude uvedeno v kapitole o testování systému.



Obrázek 2.2 – Foto použitého programátoru kardiostimulátorů firmy Biotronik

Všechny moderní stimulatory v sobě mají zabudované obvody, které identifikují správné série impulzů, ať už magnetických či vysokofrekvenčních. Kromě programování změn mnoho druhů parametrů (zpoždění stimulace síní a komor, práh snímání a stimulace, apod.), je možné číst z paměti stimulatoru údaje o pacientovi, jeho záznam srdeční aktivity a proběhlé terapie. Programátor může být ve formě jednotky, která je nastavena pro komunikaci přímo s daným typem stimulatoru nebo ve formě většího přístroje s telemetrickou sondou, který umožňuje obsluhu většího počtu druhů stimulatorů. Kontrola funkčnosti a správného naprogramování stimulatoru je prováděna zvláštními testy také pomocí programovacích zařízení.[16]

2.4. Režimy kardiostimulace

Kardiostimulační režim poskytuje základní představu o terapeutických možnostech daného typu přístroje. V závislosti na fyzickém počtu připojených elektrod rozlišujeme v zásadě dva režimy. Těmi jsou režimy jednodutinové a dvoudutinové. Díky programovatelnosti je umožněno dvoudutinovým přístrojům pracovat i v režimu jednodutinovém, naopak to samozřejmě možné není. [1]

Celosvětově uznávané označení kardiostimulační techniky jak se používá dnes, bylo zavedeno v roce 1984. Slouží k tomu pět písmenný NASPE/BPEG kód. Vysvětlení tzv. NASPE/BPEG kódů je uvedeno v tabulce 2.1. Tyto kódy jsou určeny pro označování kardiostimulačních režimů a možností daných přístrojů. První písmeno značí místo stimulace a druhé značí místo snímání daných dutin. Třetí písmeno je rezervováno pro režim odezvy na snímání vlastního srdečního rytmu. Je tím myšleno snímání P vlny a/nebo R vlny. Inhibice (I) značí nečinnost stimulátoru při vlastní srdeční aktivitě v aktuálním cyklu. Spouštění (T) značí, že v reakci na stimulovanou vlastní srdeční aktivitu je vydán stimul. Písmeno na čtvrté pozici značí možnost identifikace modulační rychlosti stimulace - pro stimulaci s adaptivní frekvencí. Na pozici páté se definuje multisite stimulace. Ta udává využití více stimulačních míst v dané dutině. [1]

Tabulka 2.1 – Kódy kardiostimulačních režimů dle NASPE/BPEG, převzato [1]

Pozice	I	II	III	IV	V
Kategorie	Stimulované dutiny	Snímané dutiny	Odezva na snímání	Modulace rychlosti stimulace	Multisite stimulace
Písmena	O - žádná	O - žádná	O - žádná	R – modulace rychlosti stimulace	O - žádná
	A - síň	A - síň	T - spouštění		A - síň
	V - komora	V - komora	I - inhibice		V - komora
	D – duální (A + V)	D – duální (A + V)	D – duální (T + I)		D – duální (A + V)

U kardiostimulátorů je možnost nastavení kardiostimulačního režimu omezena již při výrobě a to konkrétním modelem. V praxi jsou v dnešní době nejčastěji používány tyto režimy stimulace: VVI, AAI, DDD a VDD. Základní popis některých vybraných režimů je uveden v následujících podkapitolách.

2.4.1. Režim DOO

Stimulační impulzy jsou vyslány asynchronně jak do komory, tak i do síně s pevně naprogramovanou frekvencí. Jednotlivé impulzy odděluje předem daný interval AV zpoždění. Snímání neprobíhá v žádné z dutin a tak na případnou vlastní aktivitu stimulátor nereaguje. Jedná se o přímo programovatelný režim, který je zároveň spuštěn při kontaktu s magnetem u dvoudutinových režimů se snímáním (tzv. režim magnetu). [1]

2.4.2. Režim AAI

Jedná se o stimulaci pravé síně společně se snímáním vlastní aktivity. Stimulační impulz je vyvolán při nepřítomnosti vlastní aktivity s naprogramovanou frekvencí. Snímaná P vlna, nebo stimulovaná událost způsobí reset (režim inhibice) nastaveného intervalu. [1]

2.4.3. Režim AAT

Pokud se neobjeví žádné snímané události, tak se stimulační impuls aplikuje s nastavenou frekvencí do síně. Síniový impuls je snímanou aktivitou síní spouštěn (režim spouštění), stejně tak jako aktivitou vlastní a resetuje se při nich naprogramovaný interval kardiostimulátoru. Použití tohoto režimu se vyjma diagnostických účelů nedoporučuje kvůli riziku vzniku fibrilací. [1]

2.4.4. Režim VVI

Jedná se o analogický režim k režimu AAI, sledovanou dutinou v tomto případě je však komora. U tohoto režimu tedy dochází ke stimulaci a snímání pouze v komoře a zjištěná aktivita ať už vlastní nebo stimulovaná způsobí inhibici. [1]

2.4.5. Režim VVT

Podobný principu jako má režim AAT je tento režim aplikován pro komory. Při nedostavení se snímané události je stimulační impuls aplikován do komory s naprogramovanou frekvencí. Pokud je opakování snímané události rychlejší, než naprogramovaná frekvence je s každou vlastní aktivitou způsobeno spuštění stimulace, současně je proveden i reset intervalu kardiostimulátoru. Použití tohoto režimu se opět vyjma diagnostických účelů nedoporučuje. [1]

2.4.6. Režim DDI

Režim, při kterém jsou snímány obě dutiny. Snímá P vlny (signál síní) a zároveň i R vlny (signál komor) a při jejich nepřítomnosti aplikuje stimulační impulsy do síně a komory s nastaveným intervalem. Snímanou akcí i vyslanými stimuly je provedena inhibice. Mezi stimulačními impulsy síní a komor je nastaveno zpoždění, které reprezentuje fyziologické zpoždění AV uzlu. Snímaná P vlna může potlačit stimulaci síní, nikoliv však spustit AV zpoždění. [1]

2.4.7. Režim DDT

Jedná se o kombinaci režimů AAT a VVT. V nepřítomnosti snímaných událostí se impulsy aplikují do síně i do komory s nastaveným AV zpožděním a frekvencí. Pokud je vlastní snímaná aktivita rychlejší než naprogramovaná frekvence, odezva stimulatoru je v režimu spouštění. Použití tohoto režimu je vyjma diagnostických účelů velice nevhodné, až nebezpečné, z důvodu poměrně snadného vyvolání fibrilace v obou dutinách, což může vést až k úmrtí.

3. Návrh HW obvodu pro simulaci elektrického signálu myokardu

Stránky 34 – 37 jsou neveřejnou částí a jsou chráněny užitným vzorem

4. Programové prostředí LabVIEW

Výběr programového prostředí byl závislý zejména na možnosti přímé komunikace s AD a DA převodníky. Z tohoto důvodu jsem si pro realizaci umělého modelu srdce zvolil programové prostředí LabVIEW společně s hardwarovou vývojovou platformou Elvis II[®], viz kapitola 3.1. Jako další důvod bych uvedl hlavně jednoduchost, názornost a kompatibilitu tohoto programovacího jazyka. Jak bude popsáno dále, tak tento způsob grafického programování přináší velké výhody při provádění změn v konfiguracích během testování vytvořeného systému, čehož bylo využito i v této práci.

4.1. Základní popis LabVIEW

Vývojové prostředí LabVIEW (z angl. Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench) čili „laboratorní pracoviště virtuálních přístrojů“, někdy označované též LV, je produktem americké firmy National Instruments. Tato firma je průkopníkem a největším výrobcem v oblasti virtuální instrumentace, technické disciplíny, která zažívá veliký rozvoj v oblasti vývoje, výzkumu, školství a průmyslu.

Zatímco ostatní programovací systémy využívají k tvorbě zdrojového kódu textově orientované jazyky, prostředí LabVIEW využívá grafický programovací jazyk označovaný jako *G-language*. Programové bloky jsou vytvářeny v podobě blokových diagramů. To umožňuje intuitivně využívat systém i lidem s nevelkými programovacími zkušenostmi. LabVIEW včetně podpůrných knihoven je vhodné nejen k programování systémů pro měření a analýzu signálů, řízení a vizualizaci technologických procesů různé složitosti, ale také k programování velice složitých systémů. S určitou nadsázkou lze říci, že prostředí LabVIEW nemá omezení své použitelnosti. Programy vytvořené v prostředí LabVIEW se nazývají virtual instruments (VIs) protože jejich vzhled a činnost imitují skutečné přístroje. Přesto jsou jistou analogií k funkcím či procedurám známých z jiných programovacích jazyků. Každý virtuální přístroj se skládá z páru vytvořeného buď v uživatelském rozhraní - čelní panel (*front panel*) nebo blokovém diagramu (*block diagram*). Čelní panel může obsahovat přepínače, tlačítka, grafy a další ovládací či indikační prvky. Blokový diagram obsahuje schéma těchto prvků, které spojením představují zdrojový kód programu ve formě vývojového blokového schématu.

Hlavním cílem virtuální instrumentace je simulace technických prostředků (hardware) pomocí implementace do virtuálního prostředí. Za přispění programového vybavení (software) pak grafickými a vizuálními prostředky poskytnout uživateli maximální názornost implementovaného řešení. Je tím umožněna rychlá simulace navrhovaných aplikací i případné provádění změn v konfiguraci, což je u skutečné realizace za pomoci reálných součástek často velice nákladné nebo přímo nemožné. [18]

4.2. Využití struktury a nástroje v prostředí LabVIEW

4.2.1. Čelní panel

Čelní panel („Front Panel“) se obecně vytváří jako první, tvoří uživatelské rozhraní aplikace, určuje její vzhled a vytváří odezvu na požadavky chování. Je to pracovní plocha pro ovládací a indikační prvky. Ovládací prvky představují vstupy programu, jako například tlačítko („Button“), posuvný ovladač („Slide“), číselný ovladač („Numeric Control“) apod. Indikační prvky fungují jako výstupy blokového diagramu. Mezi takové výstupy řadíme například graf („Graph“), LED a číselný

ovladač („Numeric Indicator“). Tyto prvky po umístění na přední panel automaticky vytvoří v blokovém schématu blok odpovídajícího datového typu.

4.2.2. Blokový diagram

Blokový diagram je místo pro sestavování grafického zdrojového kódu programu. Zde probíhá spojování jednotlivých funkčních bloků pomocí datových struktur, jejich vzájemný převod a definice vlastního algoritmu s vytvořením součástí pro interpretaci výsledků.

4.2.3. Datové typy

Různé objekty jsou vzájemně propojovány pomocí spojů, které však mohou být různými datovými typy. Lze spojovat pouze objekty vzájemně slučitelných datových typů, nebo musí být proveden převod těchto datových struktur.

V LabVIEW rozlišujeme šest hlavních datových typů:

- String – Představuje řetězec textových znaků. Je používán pro vytvoření textových zpráv, pro ovládání jednotlivých částí programu pomocí textu a ukládání textových dat.
- Cluster – Je datová struktura, která slučuje několik různých datových typů. Hlavní využití najde při zlepšení přehlednosti v blokovém diagramu.
- Array – Struktura, která obsahuje množinu prvků stejného datového typu v uspořádání do tzv. pole. Toto uspořádání může mít i více rozměrů, poté se jedná o pole vícerozměrné.
- Numeric – Je číselný datový typ, který se dále dělí dle typu a velikosti zapsaného čísla (reálné, komplexní, binární, desetinné apod).
- Boolean – Je v mém programu hodně využívaný binární datový typ, který může nabývat pouze dvou hodnot: „True“ nebo „False“ (pravda nebo nepravda).
- Waveform – Jedná se o datovou strukturu pro použití v časové oblasti. Obsahuje tři složky: t0 – čas začátku průběhu, dt – časová vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími body průběhu a Y – jednorozměrné pole hodnot jednotlivých bodů průběhu. Pomocí této struktury jsou v LabVIEW definovány signály.

4.2.4. Programové struktury

Programové struktury jsou určené pro řízení průběhu výpočtu a lze je srovnat s cykly a příkazy pro větvení v textových programovacích jazycích. Výčet použitých struktur a jejich bližší popis je obsažen v následujících podkapitolách.

4.2.4.1. While Loop – smyčka

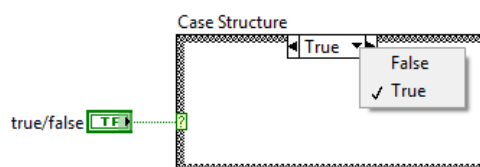
Využívá se pro vytvoření cyklické smyčky v definovaném VI. Cyklus se neustále opakuje, pokud není splněna podmínka k jeho ukončení (Stop if True). Tato podmínka může být nastavena i reversně a cyklus tak běží pouze v případě, že podmínka splněna je (Continue if True). Schéma smyčky je zobrazeno na obrázku 4.1.



Obrázek 4.1 – Smyčka While Loop

4.2.4.2. Case Structure – struktura case

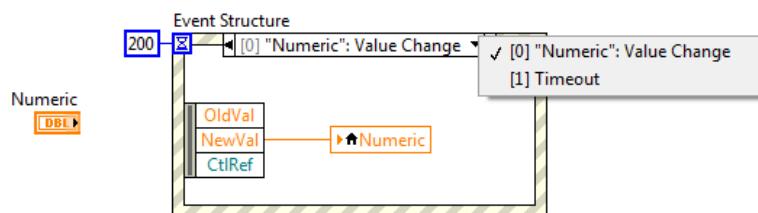
Struktura Case se používá k vytvoření podmíněných příkazů. Na základě přivedení definované vstupní hodnoty této struktury je proveden vždy pouze definovaný příkaz, který splňuje danou vstupní hodnotu. Vstupní hodnotou může být buď binární proměnná (rozhodovací struktura), nebo číselná proměnná od 0 do N-1 (výběrová struktura). Rozhodovací struktura case je zobrazena na obrázku 4.2.



Obrázek 4.2 – Struktura case

4.2.4.3. Event Structure – struktura akcí

Používá se pro vykonání definovaných algoritmů při nastalé události. Příkladem může být například změna numerické hodnoty dané proměnné, nebo stisk tlačítka apod. Struktura akcí může mít jeden nebo více sub diagramů pro definování událostí. Struktura akcí je zobrazena na obrázku 4.3.



Obrázek 4.3 – Struktura akcí

4.2.5. SubVI

Pro přehlednost celého blokového diagramu je možno jednotlivé blokové celky spojit do jednoho bloku. Tomuto bloku pak následně definovat jaké má mít vstupy a výstupy. Vytvořený blok se nazývá Sub VI, protože tvoří jakýsi sub program hlavního algoritmu. Je nutno podotknout, že tyto subVI jsou uloženy zvlášť a je nutné je mít u hlavního VI, aby byla zachována funkčnost systému jako celku.

5. Návrh SW pro generování a snímání impulzů z navrženého HW

Stránky 41 – 42 jsou neveřejnou částí a jsou chráněny užitným vzorem

6. Implementace elektrického modelu srdce v prostředí LabVIEW

Stránky 43 – 59 jsou neveřejnou částí a jsou chráněny užitným vzorem

7. Testování systému s reálným kardiostimulátorem

Stránky 60 – 69 jsou neveřejnou částí a jsou chráněny užitným vzorem

8. Zhodnocení výsledků testování a diskuse

Stránka 70 je neveřejnou částí a je chráněna užitným vzorem

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo seznámit se s problematikou kardiostimulace srdce a následně navrhnout a realizovat elektrický model srdce, který měl posloužit k otestování naprogramovaných algoritmů ve stimulatoru.

Teoretický úvod práce byl důkladně věnován popisu srdce, jeho poruchám a signálům, které v něm vznikají. Následně zde byla také popsána problematika kardiostimulátorů.

Při realizaci praktické části jsem nejprve navrhnul HW obvod pro testování a pro úpravu amplitudy generovaných signálů pravé síně a pravé komory, jak popisuje kapitola 3. Následně jsem se již zabýval samotnou implementací v programovém prostředí LabVIEW s využitím laboratorní platformy Elvis II[®]. Nakonec jsem celý vytvořený model srdce otestoval s připojeným kardiostimulátorem a porovnával chování mého prostředí s připojeným programem.

Otestování celého systému s připojeným kardiostimulátorem v závěru práce ukázalo, že pomocí vytvořeného modelu je ho možné otestovat. Ukázalo se však i mnoho dalších možností algoritmických nastaveb, které však již byly nad rámec této práce. Byly by velice vhodnou volbou pro budoucí pokračování v práci, jak popisuje kapitola 8. V rámci této práce bylo vytvořeno CD, které obsahuje kompletní vytvořený program, schémata zapojení, použitou literaturu a vytvořenou fotodokumentaci. Tyto vytvořené odkazy by dále měly sloužit k budoucímu rozvoji této práce.

Použité zdroje a literatura

- [1] KORPAS, David: Kardiostimulační technika, 1. vyd. Praha: Mladá fronta, 2011, 206s. ISBN 978-80-204-2492-1.
- [2] ELIŠKOVÁ M, NAŇKA O. Přehled anatomie. 1. vyd. Praha : Karolinum, 2006. 309s.ISBN 80-246-1216-X.
- [3] PŘIDALOVÁ, Miroslava, Jarmila RIEGEROVÁ: Funkční anatomie II, 1. vyd. Olomouc: Hanex, 2009, 174 s. ISBN 978-80-7409-025-7.
- [4] Lekce číslo 59: Srdce. Věda nás baví [online]. 2011 [cit. 2015-01-14]. Dostupné z: <http://www.vedanasbavi.cz/obrazky/1399964355.jpg>
- [5] PĚGRÍM Radomír, Anton VALACHOVIČ: Anatomie a fyziologie člověka, 2. vyd. Praha: Avicenum, 1972, 516 s.
- [6] MUDR. ROMANA ŠLAMBEROVÁ, PH.D. Srdeční revoluce. In: Srdeční revoluce [online]. 2006 [cit. 2015-01-11]. Dostupné z: Old.lf3.cuni.cz/physio/Physiology/education/materialy/srdce/srdce.ppt
- [7] TROJAN, Stanislav. Lékařská fyziologie. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [8] The Heart: ANATOMY AND PHYSIOLOGY OF THE HEART. In: JAAKKO MALMIVUO. Bioelectromagnetism Portal [online]. 2014 [cit. 2015-01-17]. Dostupné z: <http://www.bem.fi/book/06/06.htm>
- [9] Převodní systém srdeční. In: [Http://www.wikiskripta.eu/](http://www.wikiskripta.eu/) [online]. 2009 [cit. 2015-01-11]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/P%C5%99evodn%C3%AD_syst%C3%A9m_srde%C4%8Dn%C3%AD
- [10] KOLÁTEK, Jakub. Generátor patologických EKG křivek pro potřeby simulačních modelů. Diplomová práce – České Vysoké Učení Technické, Fakulta elektrotechnická, Katedra kybernetiky, leden 2010
- [11] EKG. IKE+M [online]. 2009 [cit. 2015-01-14]. Dostupné z: <http://www.ikem.cz/www?docid=1003984>
- [12] KOLÁTEK, Jakub. Generátor EKG křivek. Bakalářská práce - České Vysoké Učení Technické, Fakulta elektrotechnická, Katedra kybernetiky, leden 2006
- [13] JAROŠOVÁ, Veronika Návrh kardiostimulátoru typu „On Demand“ řízeného mikrokontrolérem: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2014. 77s.

- [14] MUDR. PETR HAMAN. Poruchy tvorby vzruchu. Základy EKG [online]. Plzeň [cit. 2015-01-15]. Dostupné z: <http://www.ekg.kvalitne.cz/>
- [15] HAVLÍK, Jan. Kardiostimulátory. Prezentace [online]. 2008 [cit. 2015-01-14] Dostupné z: http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x31zle/Lectures/06_Kardiostimulatory.pdf
- [16] PENHAKER, Marek. Lékařské terapeutické přístroje. Vyd. 1.. – Ostrava : VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2007 – 216 s, ISBN 978-80-248-1558-9
- [17] CSEKES, A. Řízený kardiostimulátor. Diplomová práce, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 39s.
- [18] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. Začínáme s LabVIEW. 1. vyd. Ilustrace Viktorie Vlachová. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 247 s. ISBN 978-80-7300-245-9.
- [19] Telemedicína: Srdce na dálkové ovládání?. 21. STOLETÍ. [online]. 2010 [cit. 2015-01-17]. Dostupné z: <http://21stoleti.cz/blog/2010/10/21/telemedicina-srdce-na-dalkove-ovladani/>
- [20] NATIONAL INSTRUMENTS. National Instruments Digital Electronics FPGA Board for NI ELVIS II [online]. [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.ni.com/ni-elvis/>

Seznam příloh

Příloha č. 1 – Kompletní náhled na vytvořený čelní panel

Příloha č. 2 – Nastavení DA/AD převodníku na čelním panelu

Příloha č. 3 – Testování kardiostimulátoru v jednodutinových režimech

Příloha č. 4 – Obsah vytvořeného CD